



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104899861 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201510152617. X

(22) 申请日 2015. 04. 01

(71) 申请人 华北电力大学(保定)

地址 071003 河北省保定市永华北大街 619 号

(72) 发明人 孙正 王立欣

(74) 专利代理机构 石家庄冀科专利商标事务所
有限公司 13108

代理人 李羨民 高锡明

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

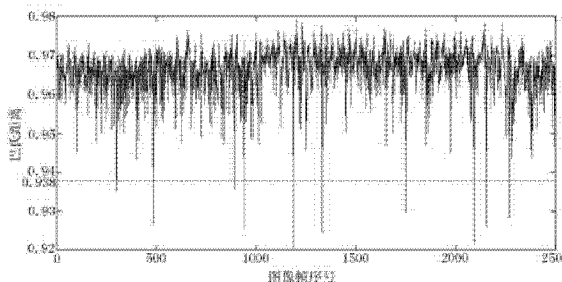
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法

(57) 摘要

一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,所述方法首先对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波;然后在滤波后的图像进行灰度拉伸的基础上,计算各帧图像的灰度直方图,得到256维的归一化灰度特征向量;再计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离,作为对相邻帧图像相似度的度量;最后通过将相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离与设定的阈值进行比较,完成关键帧的提取。本发明通过分析IVUS图像的灰度特征实现血管内超声视频中关键帧的快速提取,可帮助测试者迅速定位变异或者外物植入的位置,为血管异变的处理、评价提供可靠信息。



1. 一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,其特征是,所述方法首先对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波;然后在滤波后的图像进行灰度拉伸的基础上,计算各帧图像的灰度直方图,得到 256 维的归一化灰度特征向量;再计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离,作为对相邻帧图像相似度的度量;最后通过将相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离与设定的阈值进行比较,完成关键帧的提取,所述方法包括以下步骤:

- a. 对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波;
- b. 灰度拉伸:

按照下式将经过 SRAD 滤波后的 IVUS 图像的灰度值 \hat{I} 扩展到区间 $[0, 255]$ 中:

$$I^* = \frac{255}{\hat{I}_{\max} - \hat{I}_{\min}} (\hat{I} - \hat{I}_{\min})$$

其中, I^* 是扩展后的灰度值; \hat{I}_{\max} 和 \hat{I}_{\min} 分别是 SRAD 滤波结果图像 \hat{I} 的最大和最小灰度值;

- c. 提取灰度特征向量

对经过灰度扩展的 IVUS 图像,计算归一化灰度直方图:

$$H(i) = \frac{n_i}{m}$$

其中, $i = 0, 1, \dots, 255$; n_i 是图像中具有灰度级 i 的像素个数; m 是图像中总的像素数; $H(i) \in [0, 1]$, 这样,对每一帧 IVUS 图像,都得到一个 256 维的归一化灰度特征向量 $H = \{H(0), H(1), H(2), \dots, H(255)\}$;

- d. 计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离:

计算 IVUS 图像序列中的第 k 帧和第 $k+1$ 帧 ($k = 1, 2, \dots, N-1$, N 是 IVUS 图像序列的总帧数) 的 256 维归一化灰度特征向量 H_k 和 H_{k+1} 之间的巴氏距离 $D_B(k)$, $D_B(k)$ 的计算方法为:

$$D_B(k) = -\ln[BC(H_k, H_{k+1})];$$

其中,巴氏系数 $BC(H_k, H_{k+1})$ 的计算方法是

$$BC(H_k, H_{k+1}) = \sum_{i=0}^{255} \sqrt{H_k(i)H_{k+1}(i)};$$

这样得到一个长度为 $N-1$ 的数组 $D_B = \{D_B(1), D_B(2), \dots, D_B(N-1)\}$;

- e. 选取关键帧:

将第 k 帧和第 $k+1$ 帧之间的巴氏距离 $D_B(k)$ 与设定的阈值 D_T 进行比较,若 D_T 低于阈值 D_T ,则认为图像序列的第 k 帧为关键帧;否则不是,即:

$$K_k = \begin{cases} I_k^*, & D_B(k) < D_T \\ 0, & D_B(k) \geq D_T \end{cases}$$

其中, I_k^* 是经过 SRAD 滤波和灰度拉伸后的 IVUS 图像序列中的第 k 帧; K_k 是第 k 个关键帧。

2. 根据权利要求 1 所述的血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,其特征是,所述阈值 D_T 采用自适应的方法获取,具体步骤如下:

I. 对数组 D_B 中的元素按照从大到小的顺序排序,得到排序后的数组 $D_B' =$

$\{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T), \dots, D_B'(N-1)\}$; 以 $D_B'(T)$ 为界, 把 D_B' 分为 $D_{B_1}' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T)\}$ 和 $D_{B_2}' = \{D_B'(T+1), D_B'(T+2), \dots, D_B'(N-1)\}$ 两个数组;

II. 计算 D_{B_1}' 和 D_{B_2}' 的方差之和:

$$\sigma_T^2 = \frac{1}{T} \sqrt{\sum_{i=1}^T [D_B'(i) - \mu_1]^2} + \frac{1}{N-T-1} \sqrt{\sum_{i=T+1}^{N-1} [D_B'(i) - \mu_2]^2};$$

其中

$$\mu_1 = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T D_B'(i);$$

$$\mu_2 = \frac{1}{N-T-1} \sum_{i=T+1}^{N-1} D_B'(i);$$

对于 $T = 1, 2, \dots, N-1$, 分别计算两个数组 D_{B_1}' 和 D_{B_2}' 的方差和, 得到 $N-1$ 个方差和 $\{\sigma_1^2, \sigma_2^2, \dots, \sigma_{N-1}^2\}$, 从中找出使方差和最小的 T , 则 $D_B'(T)$ 即为所求阈值 D_T 。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的血管内超声视频中关键帧的自动检索方法, 其特征是, 采用斑点去噪各向异性扩散算法对各帧 IVUS 图像进行滤波的具体步骤如下:

① 计算原始 IVUS 图像 I 的扩散尺度 $c(q)$, 具体方法如下:

首先计算原始 IVUS 图像 I 的灰度梯度 ∇I , 并对图像 I 进行离散拉普拉斯变换得到 $\nabla^2 I$; 然后将 ∇I 和 $\nabla^2 I$ 代入如下方程求解扩散系数 q :

$$q = \sqrt{\frac{\frac{1}{2} \left(\frac{|\nabla I|}{I}\right)^2 - \frac{1}{16} \left(\frac{|\nabla^2 I|}{I}\right)^2}{\left[1 + \frac{1}{4} \left(\frac{|\nabla^2 I|}{I}\right)\right]^2}};$$

最后, 将扩散系数 q 代入如下方程求解扩散尺度 $c(q)$:

$$c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2(t)}{q_0^2(t)[1 + q_0^2(t)]}}, \quad q_0(t) = \frac{\sqrt{\text{var}(z(t))}}{z(t)};$$

其中, $q_0(t)$ 是 IVUS 图像 I 的灰度均匀区域 $z(t)$ 的局部方差系数, $\overline{z(t)}$ 和 $\text{var}(z(t))$ 分别是 $z(t)$ 的灰度均值和方差;

② 将扩散尺度 $c(q)$ 和原始图像的灰度值 I 代入以下方程得到中间结果图像 \tilde{I} :

$$\tilde{I} = I + \frac{\Delta t}{4} [\text{div}(c(q)) \cdot \nabla I];$$

其中, $\text{div}(\cdot)$ 为散度算子; Δt 为 SRAD 算法的时间步长;

③ 重复步骤①和步骤② P 次, 得到最终的滤波结果图像 \hat{I} , 其中 P 是迭代次数。

4. 根据权利要求 3 所述的血管内超声视频中关键帧的自动检索方法, 其特征是, 采用斑点去噪各向异性扩散算法对各帧 IVUS 图像进行滤波时, SRAD 算法的时间步长 Δt 设定为 1 秒; 迭代次数 P 设定为 100。

一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据图像内容从血管内超声视频中自动检索关键帧的方法,属于医学成像技术领域。

背景技术

[0002] 血管内超声 (intravascular ultrasound, IVUS) 是一种血管内成像技术,能够描述血管壁复杂的解剖结构,除评估管腔狭窄程度之外,还可以进一步检测粥样硬化斑块的易损性和斑块负荷,在血管病变,特别是冠状动脉粥样硬化性病变的研究和测试评估中起着至关重要的作用。

[0003] IVUS 视频的关键帧是指记录血管发生重大形态改变位置的帧。检测 IVUS 视频的关键帧有两方面的作用:其一,在回撤导管时,血管形态发生重大改变的帧数远远小于视频的总帧数,因此关键帧具有很强的代表性;其二,使用关键帧作为标记,测试者可以迅速定位异常变异的位置,进而只关注血管的异变部分,避免检测整个视频,从而提高工作效率。目前测试常用的方法是通过变换成像导管的角度和纵向位置,由粗到精地进行手工逐帧搜索。但是 IVUS 图像序列数据量巨大(当导管回撤速度是 0.5mm/s,帧速率是 30f/s 时,1mm 的长度内可采集到 60 帧。若检查一段长约 20mm 的血管时,一次回撤可采集到约 1200 帧图像),由人工逐帧检查和分析不仅耗时、繁琐且效率低,而且结果的客观性和可重复性也很差。

[0004] 若采用计算机图像处理的方法,则由于常规采集的 IVUS 灰阶图像不包含颜色信息,因而无法利用颜色特征作为图像检索的量化特征。并且由于图像采集速度较快,导致前后帧的图像内容非常相似,因此也很难利用血管的形状特征作为检索的依据。IVUS 灰阶图像中包含大量纹理信息,且正常组织与异变组织的纹理差异明显,因此可利用纹理信息作为图像检索的重要依据。现有的自动检索方法通常是首先提取并描述各帧 IVUS 图像的纹理特征,再利用分类器算法对纹理特征向量进行分类,进而找到可能包含斑块、血管分叉或者支架的帧。但是由于算法的时间和空间复杂度一般较高,因而检索效率不高,实际应用价值不大。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对现有技术之弊端,提供一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,帮助测试者迅速定位异变、血管分叉或者外物植入的位置,为血管异变的处理、评价效果等提供信息。

[0006] 本发明所述问题是以下述技术方案实现的:

[0007] 一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,所述方法首先对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波;然后在对滤波后的图像进行灰度拉伸的基础上,计算各帧图像的灰度直方图,得到 256 维的归一化灰度特征向量;再计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离,作为对相邻帧图像相似度的度量;最后通过将相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距

离与设定的阈值进行比较,完成关键帧的提取,所述方法包括以下步骤:

[0008] a. 对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波(即 SRAD 滤波);

[0009] b. 灰度拉伸:

[0010] 按照下式将经过 SRAD 滤波后的 IVUS 图像的灰度值 \hat{I} 扩展到区间 $[0, 255]$ 中:

$$[0011] \quad I^* = \frac{255}{\hat{I}_{\max} - \hat{I}_{\min}} (\hat{I} - \hat{I}_{\min})$$

[0012] 其中, I^* 是扩展后的灰度值; \hat{I}_{\max} 和 \hat{I}_{\min} 分别是 SRAD 滤波结果图像 \hat{I} 的最大和最小灰度值;

[0013] c. 提取灰度特征向量

[0014] 对经过灰度扩展的 IVUS 图像,计算归一化灰度直方图:

$$[0015] \quad H(i) = \frac{n_i}{m}$$

[0016] 其中, $i = 0, 1, \dots, 255$; n_i 是图像中具有灰度级 i 的像素个数; m 是图像中总的像素数; $H(i) \in [0, 1]$, 这样,对每一帧 IVUS 图像,都得到一个 256 维的归一化灰度特征向量 $H = \{H(0), H(1), H(2), \dots, H(255)\}$;

[0017] d. 计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离:

[0018] 计算 IVUS 图像序列中的第 k 帧和第 $k+1$ 帧 ($k = 1, 2, \dots, N-1$, N 是 IVUS 图像序列的总帧数) 的 256 维归一化灰度特征向量 H_k 和 H_{k+1} 之间的巴氏距离 $D_B(k)$, $D_B(k)$ 的计算方法为:

$$[0019] \quad D_B(k) = -\ln[BC(H_k, H_{k+1})]$$

[0020] 其中,巴氏系数 $BC(H_k, H_{k+1})$ 的计算方法是

$$[0021] \quad BC(H_k, H_{k+1}) = \sum_{i=0}^{255} \sqrt{H_k(i)H_{k+1}(i)}$$

[0022] 这样得到一个长度为 $N-1$ 的数组 $D_B = \{D_B(1), D_B(2), \dots, D_B(N-1)\}$;

[0023] e. 选取关键帧:

[0024] 将第 k 帧和第 $k+1$ 帧之间的巴氏距离 $D_B(k)$ 与设定的阈值 D_T 进行比较,若 D_T 低于阈值 D_T ,则认为图像序列的第 k 帧为关键帧;否则不是,即:

$$[0025] \quad K_k = \begin{cases} I_k^*, & D_B(k) < D_T \\ 0, & D_B(k) \geq D_T \end{cases}$$

[0026] 其中, I_k^* 是经过 SRAD 滤波和灰度拉伸后的 IVUS 图像序列中的第 k 帧; K_k 是第 k 个关键帧。

[0027] 上述血管内超声视频中关键帧的自动检索方法,所述阈值 D_T 采用自适应的方法获取,具体步骤如下:

[0028] I. 对数组 D_B 中的元素按照从大到小的顺序排序,得到排序后的数组 $D_B' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T), \dots, D_B'(N-1)\}$; 以 $D_B'(T)$ 为界,把 D_B' 分为 $D_{B1}' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T)\}$ 和 $D_{B2}' = \{D_B'(T+1), D_B'(T+2), \dots, D_B'(N-1)\}$ 两个数组;

[0029] II. 计算 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差之和:

$$[0030] \quad \sigma_T^2 = \frac{1}{T} \sqrt{\sum_{i=1}^T [D_B'(i) - \mu_1]^2} + \frac{1}{N-T-1} \sqrt{\sum_{i=T+1}^{N-1} [D_B'(i) - \mu_2]^2}$$

[0031] 其中

$$[0032] \quad \mu_1 = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T D_B'(i)$$

$$[0033] \quad \mu_2 = \frac{1}{N-T-1} \sum_{i=T+1}^{N-1} D_B'(i)$$

[0034] 对于 $T = 1, 2, \dots, N-1$, 分别计算两个数组 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差和, 得到 $N-1$ 个方差和 $\{\sigma_1^2, \sigma_2^2, \dots, \sigma_{N-1}^2\}$, 从中找出使方差和最小的 T , 则 $D_B'(T)$ 即为所求阈值 D_T 。

[0035] 上述血管内超声视频中关键帧的自动检索方法, 采用斑点去噪各向异性扩散算法对各帧 IVUS 图像进行滤波的具体步骤如下:

[0036] ①计算原始 IVUS 图像 I 的扩散尺度 $c(q)$, 具体方法如下: 首先计算原始 IVUS 图像 I 的灰度梯度 ∇I , 并对图像 I 进行离散拉普拉斯变换得到 $\nabla^2 I$; 然后将 ∇I 和 $\nabla^2 I$ 代入如下方程求解扩散系数 q :

$$[0037] \quad q = \sqrt{\frac{\frac{1}{2} \left(\frac{|\nabla I|}{I} \right)^2 - \frac{1}{16} \left(\frac{|\nabla^2 I|}{I} \right)^2}{\left[1 + \frac{1}{4} \left(\frac{|\nabla^2 I|}{I} \right)^2 \right]^2}}$$

[0038] 最后, 将扩散系数 q 代入如下方程求解扩散尺度 $c(q)$:

$$[0039] \quad c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2(t)}{q_0^2(t)[1 + q_0^2(t)]}}, \quad q_0(t) = \frac{\sqrt{\text{var}(z(t))}}{z(t)}$$

[0040] 其中, $q_0(t)$ 是 IVUS 图像 I 的灰度均匀区域 $z(t)$ 的局部方差系数, $\overline{z(t)}$ 和 $\text{var}(z(t))$ 分别是 $z(t)$ 的灰度均值和方差;

[0041] ②将扩散尺度 $c(q)$ 和原始图像的灰度值 I 代入以下方程得到中间结果图像 \tilde{I} :

$$[0042] \quad \tilde{I} = I + \frac{\Delta t}{4} [\text{div}(c(q)) \cdot \nabla I]$$

[0043] 其中, $\text{div}(\cdot)$ 为散度算子; Δt 为 SRAD 算法的时间步长;

[0044] ③重复步骤①和步骤② P 次, 得到最终的滤波结果图像 \hat{I} , 其中 P 是迭代次数。

[0045] 上述血管内超声视频中关键帧的自动检索方法, 采用斑点去噪各向异性扩散算法对各帧 IVUS 图像进行滤波时, SRAD 算法的时间步长 Δt 设定为 1 秒; 迭代次数 P 设定为 100。

[0046] 本发明通过分析 IVUS 图像的灰度特征实现血管内超声视频中关键帧的快速提取, 保证选出的关键帧最大程度上代表原始视频的内容信息, 可帮助测试者迅速定位变异或者外物植入的位置, 为血管异变的处理、评价提供可靠信息。

附图说明

[0047] 下面结合附图对本发明作进一步详述。

[0048] 图 1 是实施例中相邻帧 IVUS 图像的灰度特征向量之间的巴氏距离；

[0049] 图 2 是实施例中原始 IVUS 图像序列的纵向视图和检出的 12 个关键帧。

[0050] 文中所用符号： I 、 ∇I 、 $\nabla^2 I$ 、原始 IVUS 图像、灰度梯度及离散拉普拉斯变换结果； q 、扩散系数； $c(q)$ 、扩散尺度； $q_0(t)$ 、IVUS 图像 I 的灰度均匀区域的局部方差系数； $z(t)$ 、IVUS 图像 I 的灰度均匀区域； $\overline{z(t)}$ 、 $\text{var}(z(t))$ 、 $z(t)$ 的灰度均值和方差； \hat{I} 、SRAD 滤波的中间结果图像； $\text{div}(\cdot)$ 、散度算子； Δt 、SRAD 算法的时间步长； P 、SRAD 滤波算法的迭代次数； \hat{I} 、最终的 SRAD 滤波结果图像； \hat{I}_{\max} 、 \hat{I}_{\min} 、SRAD 滤波结果图像 \hat{I} 的最大和最小灰度值； I^* 、扩展后的灰度值； n_i 、图像中具有灰度级 i 的像素个数； m 是图像中总的像素数； $H(i)$ 、灰度直方图， $i = 0, 1, \dots, 255$ ； $H = \{H(0), H(1), H(2), \dots, H(255)\}$ 、256 维的归一化灰度特征向量； $D_B(k)$ 、第 k 帧和第 $k+1$ 帧 IVUS 图像的 256 维归一化灰度特征向量 H_k 和 H_{k+1} 之间的巴氏 (Bhattacharyya) 距离； N 、IVUS 图像序列的总帧数； $BC(H_k, H_{k+1})$ 、巴氏系数； $D_B = \{D_B(1), D_B(2), \dots, D_B(N-1)\}$ 、由包含 N 帧的 IVUS 图像序列中相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离组成的数组； $D_B' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T), \dots, D_B'(N-1)\}$ 、对数组 D_B 中的元素按照从小到大的顺序排列后得到的数组； $D_B'(T)$ 、数组 D_B' 中第 T 个元素的值； $D_{B1}' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T)\}$ 、 $D_{B2}' = \{D_B'(T+1), D_B'(T+2), \dots, D_B'(N-1)\}$ 、以 $D_B'(T)$ 为界把 D_B' 分成的两个数组； σ_T^2 、以 $D_B'(T)$ 为界把 D_B' 分成的两组数 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差之和； μ_1 、 μ_2 、 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的平均值； $\sigma_1^2, \sigma_2^2, \dots, \sigma_{N-1}^2$ 、当 $T = 1, 2, \dots, N-1$ 时， D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差之和； D_T 、阈值； I_k^* 、经过 SRAD 滤波和灰度拉伸后的 IVUS 图像序列中的第 k 帧； K_k 、检索出的第 k 个关键帧。

具体实施方式

[0051] 本发明提供了一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法，该方法通过分析 IVUS 图像的灰度特征，快速提取出记录血管发生重大形态改变位置的帧，例如斑块段、支架段或者血管分叉的起始帧和结束帧，保证选出的关键帧最大程度上代表原始视频的内容信息，所述方法包括以下步骤：

[0052] 1. 斑点去噪：

[0053] 由于血管内超声成像设备的高超声频率特性，导致 IVUS 图像中存在大量血液斑点噪声，为了减少噪声，同时保留图像中的细节信息，首先采用斑点去噪各向异性扩散 (Speckle reducing anisotropic diffusion, SRAD) 算法 (Yu Yongjian and Acton Scott T. Speckle reducing anisotropic diffusion. IEEE Transactions on Image Processing. 2002, 11(11):1260-1270.) 对各帧 IVUS 图像进行滤波。具体步骤如下：

[0054] 步骤 (1)：计算原始 IVUS 图像 I 的扩散尺度 $c(q)$ ，具体方法如下：

[0055] 首先，计算原始 IVUS 图像 I 的灰度梯度 ∇I ，并对图像 I 进行离散拉普拉斯变换得到 $\nabla^2 I$ ；然后，将 ∇I 和 $\nabla^2 I$ 代入如下方程求解扩散系数 q ：

$$[0056] \quad q = \sqrt{\frac{\frac{1}{2}\left(\frac{|\nabla I|}{I}\right)^2 - \frac{1}{16}\left(\frac{|\nabla^2 I|}{I}\right)^2}{\left[1 + \frac{1}{4}\left(\frac{|\nabla^2 I|}{I}\right)\right]^2}} \quad (1)$$

[0057] 最后,将扩散系数 q 代入如下方程求解扩散尺度 $c(q)$:

$$[0058] \quad c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2(t)}{q_0^2(t)[1 + q_0^2(t)]}} \quad (2)$$

[0059] 其中, $q_0(t)$ 是 IVUS 图像 I 的灰度均匀区域 $z(t)$ 的局部方差系数 :

$$[0060] \quad q_0(t) = \frac{\sqrt{\overline{\text{var}(z(t))}}}{z(t)} \quad (3)$$

[0061] 其中, $\overline{z(t)}$ 和 $\text{var}(z(t))$ 分别是 $z(t)$ 的灰度均值和方差。

[0062] 步骤 (2) :将扩散尺度 $c(q)$ 和原始图像的灰度值 I 代入以下方程得到中间结果图像 \tilde{I} :

$$[0063] \quad \tilde{I} = I + \frac{\Delta t}{4} [\text{div}(c(q)) \cdot \nabla I] \quad (4)$$

[0064] 其中, $\text{div}(\cdot)$ 为散度算子 ; Δt 为 SRAD 算法的时间步长,本发明中将其设定为 1。

[0065] 步骤 (3) :重复步骤 (1) 和步骤 (2) P 次,得到最终的滤波结果图像 \hat{I} , 其中 P 是迭代次数。本发明中将 P 设定为 100。

[0066] 2. 灰度拉伸 :

[0067] 按照下式将经过 SRAD 滤波后的 IVUS 图像的灰度值 \hat{I} 扩展到区间 $[0, 255]$ 中 :

$$[0068] \quad I^* = \frac{255}{\hat{I}_{\max} - \hat{I}_{\min}} (\hat{I} - \hat{I}_{\min}) \quad (5)$$

[0069] 其中, I^* 是扩展后的灰度值 ; \hat{I}_{\max} 和 \hat{I}_{\min} 分别是 SRAD 滤波结果图像 \hat{I} 的最大和最小灰度值。通过拉伸图像的灰度区间,使灰度特征更加明显。

[0070] 3. 提取灰度特征向量

[0071] 对经过灰度扩展的 IVUS 图像,计算归一化灰度直方图 :

$$[0072] \quad H(i) = \frac{n_i}{m} \quad (6)$$

[0073] 其中, $i = 0, 1, \dots, 255$; n_i 是图像中具有灰度级 i 的像素个数 ; m 是图像中总的像素数 ; $H(i) \in [0, 1]$ 。这样,对每一帧 IVUS 图像,都得到一个 256 维的归一化灰度特征向量 $H = \{H(0), H(1), H(2), \dots, H(255)\}$ 。

[0074] 4. 计算相似度 :

[0075] 计算 IVUS 图像序列中的第 k 帧和第 $k+1$ 帧 ($k = 1, 2, \dots, N-1$, N 是 IVUS 图像序列的总帧数) 的 256 维归一化灰度特征向量 H_k 和 H_{k+1} 之间的巴氏 (Bhattacharyya) 距离 $D_B(k)$, 作为对相邻两帧图像之间相似度的度量。 $D_B(k)$ 的计算方法为 :

$$[0076] \quad D_B(k) = -\ln[\text{BC}(H_k, H_{k+1})] \quad (7) \quad \text{其中, 巴氏系数 } \text{BC}(H_k, H_{k+1}) \text{ 的计算方法是}$$

$$[0077] \quad BC(H_k, H_{k+1}) = \sum_{i=0}^{255} \sqrt{H_k(i)H_{k+1}(i)} \quad (8)$$

[0078] 这样得到一个长度为 N-1 的数组 $D_B = \{D_B(1), D_B(2), \dots, D_B(N-1)\}$ 。

[0079] 5. 选取关键帧：

[0080] 巴氏距离越接近 1, 表示相邻两帧图像的相似度越高；越接近 0, 表示两帧图像的差异越大。

[0081] 本发明方法采用自适应的方法得到阈值, 并选取关键帧, 具体步骤如下：

[0082] 步骤 (1) : 对数组 D_B 中的元素按照从大到小的顺序排序, 得到排序后的数组 $D_B' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T), \dots, D_B'(N-1)\}$ 。以 $D_B'(T)$ 为界, 把 D_B' 分为 $D_{B1}' = \{D_B'(1), D_B'(2), \dots, D_B'(T)\}$ 和 $D_{B2}' = \{D_B'(T+1), D_B'(T+2), \dots, D_B'(N-1)\}$ 两个数组。

[0083] 步骤 (2) : D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差之和为：

$$[0084] \quad \sigma_T^2 = \frac{1}{T} \sqrt{\sum_{i=1}^T [D_B'(i) - \mu_1]^2} + \frac{1}{N-T-1} \sqrt{\sum_{i=T+1}^{N-1} [D_B'(i) - \mu_2]^2} \quad (9)$$

[0085] 其中

$$[0086] \quad \mu_1 = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T D_B'(i) \quad (10)$$

$$[0087] \quad \mu_2 = \frac{1}{N-T-1} \sum_{i=T+1}^{N-1} D_B'(i) \quad (11)$$

[0088] 分别是 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的平均值。对于 $T = 1, 2, \dots, N-1$, 分别计算两个数组 D_{B1}' 和 D_{B2}' 的方差和, 得到 N-1 个方差和 $\{\sigma_1^2, \sigma_2^2, \dots, \sigma_{N-1}^2\}$, 从中找出使方差和最小的 T, 则 $D_B'(T)$ 即为所求阈值 D_T 。

[0089] 步骤 (3) : 若第 k 帧和第 k+1 帧之间的巴氏距离低于阈值 D_T , 则认为图像序列的第 k 帧为关键帧；否则不是：

$$[0090] \quad K_k = \begin{cases} I_k^*, & D_B(k) < D_T \\ 0, & D_B(k) \geq D_T \end{cases} \quad (12)$$

[0091] 其中, $D_B(k)$ 是第 k 帧和第 k+1 帧图像特征向量之间的巴氏距离； I_k^* 是经过 SRAD 滤波和灰度拉伸后的 IVUS 图像序列中的第 k 帧； K_k 是第 k 个关键帧。

[0092] 图 1 和图 2 是对一个包含 2500 帧的 IVUS 图像序列进行关键帧提取的结果, 其中阈值设置为 0.948, 共检出 12 个关键帧 (低于阈值的有 10 帧, 加上图像序列的首帧和末帧, 共计 12 帧), 算法运行时间为 3.49s (不考虑读入图像等初始化步骤所花费的时间), 压缩比 (即图像序列的总帧数与提取出的关键帧数之比) 为 208.3, 冗余度 (即自动检索的关键帧数与人工检索的关键帧数的比值) 为 1.125。冗余度越接近 1, 则自动检索算法的性能越好。

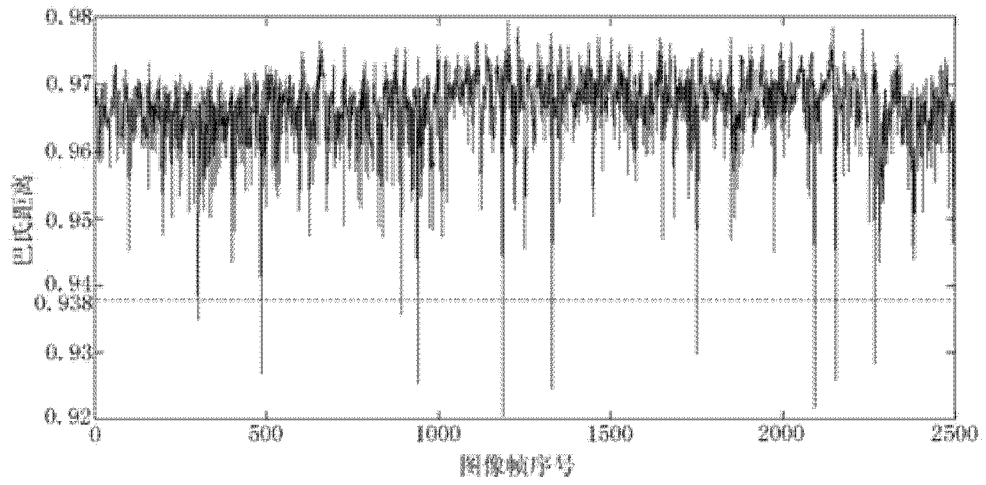


图 1

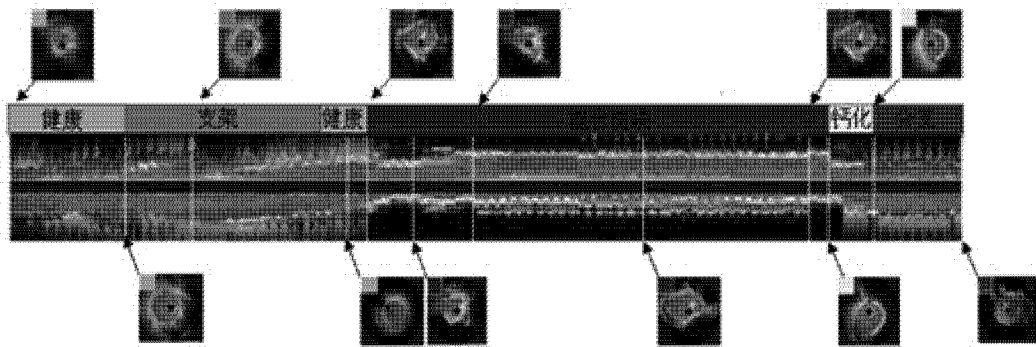


图 2

专利名称(译)	一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法		
公开(公告)号	CN104899861A	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	CN201510152617.X	申请日	2015-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
当前申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
[标]发明人	孙正 王立欣		
发明人	孙正 王立欣		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/00		
其他公开文献	CN104899861B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种血管内超声视频中关键帧的自动检索方法，所述方法首先对各帧图像进行斑点去噪各向异性扩散滤波；然后在滤波后的图像进行灰度拉伸的基础上，计算各帧图像的灰度直方图，得到256维的归一化灰度特征向量；再计算相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离，作为对相邻帧图像相似度的度量；最后通过将相邻帧灰度特征向量之间的巴氏距离与设定的阈值进行比较，完成关键帧的提取。本发明通过分析IVUS图像的灰度特征实现血管内超声视频中关键帧的快速提取，可帮助测试者迅速定位变异或者外物植入的位置，为血管异变的处理、评价提供可靠信息。

